

APPARATUS FOR DETECTING NON-RESPIRATION FIT

Publication number: JP61228831

Publication date: 1986-10-13

Inventor: SAKAI TAKAO; HAMAGURI KENJI

Applicant: MINOLTA CAMERA KK

Classification:

- International: A61B5/00; A61B5/113; A61B5/00; A61B5/11; (IPC1-7):
A61B5/08; A61B5/14

- european: A61B5/00N4; A61B5/113

Application number: JP19850069690 19850402

Priority number(s): JP19850069690 19850402

Also published as:

 US4765340 (A1)

[Report a data error here](#)

Abstract not available for JP61228831

Abstract of corresponding document: **US4765340**

A medical apparatus for detecting apnea, in particular, in infants and children. The apparatus measures oxygen saturation in the blood and relates the measurement to a normal condition. The relationship is employed to indicate apnea.

Data supplied from the *esp@cenet* database - Worldwide

⑨ 日本国特許庁 (JP)

⑩ 特許出願公開

⑪ 公開特許公報 (A) 昭61-228831

⑫ Int.Cl.⁴

A 61 B 5/14
5/08

識別記号

府内整理番号

7916-4C

7916-4C

⑬ 公開 昭和61年(1986)10月13日

審査請求 未請求 発明の数 1 (全19頁)

⑭ 発明の名称 無呼吸発作検出装置

⑮ 特願 昭60-69690

⑯ 出願 昭60(1985)4月2日

⑰ 発明者 坂井 隆夫 大阪市東区安土町2丁目30番地 大阪国際ビル ミノルタ
カメラ株式会社内

⑰ 発明者 蛇 謙治 大阪市東区安土町2丁目30番地 大阪国際ビル ミノルタ
カメラ株式会社内

⑰ 出願人 ミノルタカメラ株式会社 大阪市東区安土町2丁目30番地 大阪国際ビル
社

明　　相　　書

1. 発明の名称

無呼吸発作検出装置

2. 特許請求の範囲

1. 血液中の酸素飽和度を測定する測定手段と、

正常時の酸素飽和度を記憶する記憶手段と、

記憶された酸素飽和度に対し測定された酸素飽和度が所定量以上低下すると検出信号を出力する
低下量検出手段と、

該検出信号に応じて無呼吸発作状態を検出する
無呼吸発作状態検出手段とを有することを特徴とする無呼吸発作検出装置。

2. 記憶手段は、

手動操作によって設定された酸素飽和度に応じた設定信号を出力する設定手段と、

設定信号に応じた酸素飽和度を記憶する記憶手段とを有することを特徴とする特許請求の範囲第
1項記載の無呼吸発作検出装置。

3. 記憶手段は、

測定された酸素飽和度に応じて正常時の酸素飽

和度を演算する演算手段と、

演算結果に応じた酸素飽和度を記憶する記憶手段とを有することを特徴とする特許請求の範囲第
1項記載の無呼吸発作検出装置。

3. 発明の詳細な説明

産業上の利用分野

本発明は、乳児・幼児などの無呼吸状態を検出する無呼吸発作検出装置に関する。

背景技術

従来、幼児の呼吸運動インピーダンスの変化を検出して無呼吸状態を発見する装置は、米国特許第4,403,215号明細書および米国特許第4,305,400号明細書などにおいて知られています。また呼吸運動による体動の停止を検出して無呼吸状態を発見する装置も米国特許第4,146,885号明細書および米国特許第4,245,651号明細書などにおいて知られています。

発明が解決しようとする問題点

しかしながら、上述の装置では、呼吸運動だけしていてガス交換が行なわれていない場合に無呼

吸状態として検出されないので、信頼性に問題がある。

本発明の目的は、このような問題を解消してより信頼性が高くかつ無呼吸状態の発見が迅速な無呼吸発作検出装置を提供することにある。

問題点を解決するための手段

上記目的を達成するために、本発明に係る無呼吸発作検出装置は、血液中の酸素飽和度を測定する測定手段と、正常時の酸素飽和度を記憶する記憶手段と、記憶された酸素飽和度に対し測定された酸素飽和度が所定量以上低下すると検出信号を出力する低下量検出手段と、該検出信号に応じて無呼吸発作状態を検出する無呼吸発作状態検出手段とを有することを特徴とするものである。

作用

本発明装置によれば、上記構成によって、血液中の酸素飽和度が予め定められた正常時の酸素飽和度から所定量以上低下した場合に無呼吸発作状態として検出されるので、呼吸運動だけ行なわれてガス交換が行なわれていない場合でも無呼吸発

$s(\mu\lambda)$ はそれぞれ $\mu\lambda$ の関数であり、 d および Δd はそれぞれ光が通る動脈血の平均的厚さおよびその変化分である。 Δd は心臓の拍動に応じて周期的に変化する。

I_λ の対数と、 I_λ の対数のうち直流成分との差 Y_λ は

$$Y_\lambda = -g(\mu\lambda)\Delta d \quad \dots \dots \dots \quad (2)$$

となる。 $g(\mu\lambda)$ は近似的に $\mu\lambda$ の平方根に比例するので

$$Y_\lambda = k\lambda \mu\lambda (\Delta d)^2 \quad \dots \dots \dots \quad (3)$$

と表わされる。 $k\lambda$ は波長によって決まる定数である。 $\mu\lambda$ は

$$\mu\lambda = C_{HbO_2} + E_{HbO_2} + C_{Hb} + E_{Hb}$$

$$= Ct[S(E_{HbO_2} - E_{Hb}) + E_{Hb}]$$

$$\dots \dots \dots \quad (4)$$

と表わされる。ここで、 C_{HbO_2} および C_{Hb} は酸化ヘモグロビンおよび還元ヘモグロビンの濃度、

$$Ct = C_{HbO_2} + C_{Hb}, S = C_{HbO_2}/Ct, E_{HbO_2}$$

および還元ヘモグロビンの吸収係数である。し

作状態として検出することができ、装置の信頼性はより向上させられるし、また酸素飽和度の測定は短時間に行なわれるものであるから、レスポンスタイムも速くなる。

以下、本発明の実施例について図面を用いて詳細に説明するが、その前に、本実施例において無呼吸発作状態の検出の為に用いられる酸素飽和度の測定原理について説明する。

生体に入射した光は、生体中の血液や筋肉などによって吸収、散乱されて減衰する。動脈血は拍動しており、体積が周期的に変化しているので、生体を通った波長 λ の光の強度を I_λ とすると、

$$I_\lambda = I_{0\lambda} \cdot F_{\lambda} \cdot F_{v\lambda} \cdot f(\mu\lambda) e^{-g(\mu\lambda)(d + \Delta d)} \quad \dots \dots \dots \quad (1)$$

で表わされる。ここで、 $I_{0\lambda}$ は波長 λ の光の入射光強度、 F_{λ} 、 $F_{v\lambda}$ はそれぞれ波長 λ における血液を含まない部分および静脈血の透過率、 $\mu\lambda$ は動脈血の波長 λ における吸収係数、 $f(\mu\lambda)$ 、

たがって Y_λ は

$$Y_\lambda = k\lambda Ct[S(E_{HbO_2} - E_{Hb}) + E_{Hb}] (\Delta d) \quad \dots \dots \dots \quad (5)$$

となる。 $k\lambda$ を測定することにより S を求めるのができる。

波長 λ_1 における Y_λ を Y_{λ_1} 、波長 λ_2 における Y_λ を Y_{λ_2} で表わすと、

$$(Y_{\lambda_1})^2 = k\lambda_1 Ct[S(E_{HbO_2} - E_{Hb}) + E_{Hb}] (\Delta d)^2$$

$$(Y_{\lambda_2})^2 = k\lambda_2 Ct[S(E_{HbO_2} - E_{Hb}) + E_{Hb}] (\Delta d)^2$$

これにより

$$S = \frac{E_{Hb}}{(E_{HbO_2} - E_{Hb})} \cdot \frac{\frac{Y_{\lambda_1}}{k\lambda_1}^2 - \frac{Y_{\lambda_2}}{k\lambda_2}^2}{\frac{Y_{\lambda_1}}{k\lambda_1}^2 - (E_{HbO_2} - E_{Hb}) \cdot \frac{Y_{\lambda_2}}{k\lambda_2}^2} \quad \dots \dots \dots \quad (6)$$

となる。そして $E_{HbO_2} = E_{Hb}$ を満たす波長 λ_1 を用いることにより

$$S = \frac{k\lambda_1}{k\lambda_2} \cdot \frac{E_{Hb}}{E_{HbO_2} - E_{Hb}} \cdot \left(\frac{Y_{\lambda_1}}{Y_{\lambda_2}} \right)^2 - \frac{E_{Hb}}{E_{HbO_2} - E_{Hb}} \quad \dots \dots \dots \quad (7)$$

となり酸素飽和度(以下 $S = O_2$ と略す)は

$S \times 100 (\%)$ で定義されるから

$$S \cdot O_2 = A \cdot \left(\frac{Y_{\lambda_2}}{Y_{\lambda_1}} \right)^2 + B \quad \dots \quad (8)$$

で求めることができる。ここで A, B は血液の光学特性により決まる定数である。

第1図は本発明一実施例の構成を示すブロック図である。同図において、(2)は LED 点灯回路で相異なる発光波長 λ_1, λ_2 をそれぞれ有する LED (4) および LED (6) をそれぞれ互いに異なる周波数 f_1, f_2 で連続的に交流点灯させるためのものである。LED (4) および LED (6) から発せられ、生体 (8) を通過した光は受光素子 (10) によって電気信号に変換される。光電流電圧変換部 (12) は、上記受光素子 (10) の出力電流を電圧に変換する。(14a)(14b) は中心周波数がそれぞれ f_1, f_2 であるバンドパスフィルタで、上記光電流電圧変換部 (12) の出力から、それぞれ LED (4)(6) から発せられて生体 (8) を通過した光の量に相当する信号を抽出する。なおバンドパスフィルタ (14a)(14b) への入力は、入力

される。

脈波信号変換部 (32) は、演算部 (18a) の出力を脈波表示メータ (34) の入力に適した信号に変換する。また、演算部 (18a) の出力は脈波整形部 (36) によってパルス波形に変換された後、制御演算部 (30) に入力される。

制御演算部 (30) は、A/D 変換部 (28) の出力より $S \cdot O_2$ を演算し、無呼吸発作状態の検出と無呼吸発作状態からの回復判定をおこなうとともに、脈波整形部 (36) の出力より脈拍数を算出する。また、制御演算部 (30) は、脈波積分部 (24a)(24b)、アナログマルチプレクサ (26)、および入力選択リースイッチ (SS) の制御をおこなう。さらに、制御演算部 (30) には、スイッチ入力部インターフェース (38) を介して、スイッチ入力部 (40) に設定された情報が入力される。さらに、制御演算部 (30) は、表示部・警告部インターフェース (42) を介して表示部 (44) と警告部 (46) の制御および駆動をおこない、かつ無呼吸発作状態の判定結果を、人工呼吸器制御部

選択リースイッチ (SS) によって基準信号発生部 (BS) にも切換えられる。

整流検波部 (16a)(16b) は、それぞれバンドパスフィルタ (14a)(14b) の出力を検波復調し、波長域 λ_1, λ_2 における生体の光学特性に応じた信号を出力する。演算部 (18a)(18b) はそれぞれ整流検波部 (16a)(16b) の出力の直流成分に対する交流成分の比を求める。尚、ローパスフィルタ (20a)(20b) にもそれぞれ整流検波部 (16a)(16b) の出力が入力される。而波整流部 (22a)(22b) は、それぞれ演算部 (18a)(18b) の出力を両波整流する。脈波積分部 (24a)(24b) は制御演算部 (30) の制御によって、両波整流部 (22a)(22b) の出力を積分する。アナログマルチプレクサ (26) は、脈波積分部 (24a)(24b) およびローパスフィルタ (20a)(20b) の出力のうちの一つを順に選択して A/D 変換部 (28) に入力する。A/D 変換部 (28) は選択された信号をディジタル信号に変換する。このディジタル信号は、制御演算部 (30) に入力

(48)、酸素吸入器制御部 (50)、患者刺激器制御部 (52) に伝える。本実施例の装置では、制御演算部 (30) にマイクロコンピュータを使用している。なお、上記の (2)~(30) の部分 (生体 (8) を除く) は、 $S \cdot O_2$ あるいは $S \cdot O_2$ に相当するものを算出する部分であるが、この部分を他の方式のオキシメータ ($S \cdot O_2$ 測定装置) におきかえることもできる。例えば、Wood型 Ear オキシメータや、多波長型 Ear オキシメータなど、動脈血を測定するものの他の静脈血ないしは血液全体の酸素飽和度を測定する装置を用いても良い。

表示部 (44) は、後に詳述するように、測定された $S \cdot O_2$ および脈拍数を表示するとともに、正常時における $S \cdot O_2$ および脈拍数の値、無呼吸発作状態検出の判定条件、無呼吸発作状態からの回復検出の判定条件、無呼吸発作の総回数及び累計時間などをそれぞれ表示する。警告部 (46) は、無呼吸発作状態が検出された場合、無呼吸発作状態の判定が不良または不感になった場合、停電にトライアルが終了の交換電源 (76) が充電。

テリ(6 8)に切換えられた場合、あるいは内蔵バッテリ(6 8)の出力電圧が低下した場合にそれぞれ警告をおこなう。表示部・警告部インターフェース(4 2)は、制御演算部(3 0)の命令によって表示部(4 4)および警告部(4 6)の制御および駆動をする。スイッチ入力部(4 0)は、制御演算部(3 0)において無呼吸発作状態の検出と無呼吸発作状態からの回復判定などに使用される定数などを設定し、これらの設定値はスイッチ入力部インターフェース(3 8)を介して制御演算部(3 0)に入力されるとともに、表示部(4 4)に表示され、更に記憶部(MO)に記憶される。

人工呼吸器制御部(4 8)は、人工呼吸器スイッチ入力部(5 4)の後述するモード設定スイッチがONにされた動作状態において、制御演算部(3 0)で求められた無呼吸発作状態の判定結果より人工呼吸器(5 6)の制御を行う。酸素吸入器制御部(5 0)は、酸素吸入器スイッチ入力部(5 8)の後述するモード設定スイッチがONにされた動作状態において、制御演算部(3 0)で求められた

した場合、警告部(4 6)において警告を出す。

第1図に戻って、送信部(E)は制御演算部(3 0)で求められたS_oO₂および脈拍数の他、各種の警告情報を有線ないし無線で送出する。受信部(R)は、送信部(E)から送られるデータを受信する。表示・警告部コントローラ(7 8)は、受信部(R)が受信した情報によってS_oO₂表示素子(8 0)、脈拍数表示素子(8 2)、無呼吸発作警告表示素子(8 4)、動作不能警告表示素子(8 6)、停電警告表示素子(8 8)、内蔵バッテリ電圧低下警告素子(9 0)及び警告音ブザー(9 2)の制御および駆動をおこなう。

次に本実施例の表示部(4 4)、警告部(4 6)、およびスイッチ入力部(4 0)の具体的構成を第3図に示す。第3図において、(1 0 0)は測定された最新の酸素飽和度をデジタル値として表示するS_oO₂表示素子、(1 0 2)は測定された脈拍数をデジタル値として表示する脈拍数表示素子である。(3 4)は、波形表示メータである。

(1 0 4)は無呼吸発作状態を検出するための

S_oO₂および無呼吸発作状態の判定結果より酸素吸入器(6 0)を制御する。患者刺激器制御部(5 2)は、患者刺激器スイッチ入力部(6 2)の後述するモード設定スイッチがONにされた動作状態において、制御演算部(3 0)で求められた無呼吸発作状態の判定結果より患者刺激器(6 4)を制御する。

第2図は各部に電源を供給する電源部(6 6)の構成を示すブロック図である。電源部(6 6)は内蔵バッテリ(6 8)、内蔵バッテリ充電部(7 0)、停電監視部(7 2)、バッテリ電圧検出部(7 4)から構成されている。(7 6)は外部の商用交流電源を示す。停電監視部(7 2)は、商用交流電源(7 6)の出力電圧をモニターし、停電の場合、各部に電力を供給する電源を交流電源(7 6)から内蔵バッテリ(6 8)に切換える。内蔵バッテリ充電部(7 0)は、交流電源(7 6)によって各部に電力が供給されている間に内蔵バッテリ(6 8)を充電する。バッテリ電圧検出部(7 4)は内蔵バッテリ(6 8)の出力電圧をモニターし、その電圧が低下

S_oO₂の閾値(下限値)をディジタル値として表示する素子で、この閾値は、設定用アップキー(1 0 6 a)と設定用ダウンキー(1 0 6 b)によって手動で設定される。(1 0 8)は無呼吸発作状態を検出するためのS_oO₂の低下率(速度)の閾値をディジタル値として表示する素子で、この閾値は設定用アップキー(1 1 0 a)および設定用ダウンキー(1 1 0 b)の手動操作によって設定される。(1 1 2)は無呼吸発作状態からの回復を検出するためのS_oO₂の閾値をディジタル値として表示する素子で、この閾値も同様に、設定用アップキー(1 1 4 a)と設定用ダウンキー(1 1 4 b)の手動操作によって設定される。更に、(1 5 2)は無呼吸発作状態からの回復を検出するためのS_oO₂の増加率(速度)の閾値をディジタル値として表示する素子で、この閾値も設定用アップキー(1 5 4 a)と設定用ダウンキー(1 5 4 b)の手動操作によって設定される。

(1 1 6)は無呼吸発作状態が検出された場合に音声警告を行ふ警告表示素子。

装置の動作不能状態が検出された場合に点灯されて警告を行う警告表示素子、(120)は停電状態が検出された場合に点灯されて警告を行う警告表示素子、(122)は内蔵バッテリ(68)の電圧が所定値以下に低下したことが検出された場合に点灯して警告を行う警告表示素子である。(124)は無呼吸発作警告解除スイッチで、このスイッチの操作によって警告表示素子(116)による無呼吸発作状態の警告を手動で解除できる。(126)は警告音スイッチで、このスイッチをOFFにすることによって警告音を解除できる。(128)は警告音の音量を調整するためのボリューム、(130)は警告音発生用のスピーカである。

(132)は電源スイッチである。(134)はモード切換スイッチで、テストモード(test)と測定モード(seas)との切換えをするためのもので、各モードについては後に詳述する。

(136)は、電源スイッチ(132)がONされた後の無呼吸発作の回数をデジタル値として示す表示素子、(138)は無呼吸発作の累積時間を

するモード設定スイッチ、(146)はスイッチ(144)の指標(144a)が指標"ON"に合わせられた場合の酸素吸入器(60)の作動レベルとなるS_o2の閾値を表示する表示素子で、その閾値はアップキー(148a)もしくはダウニーー(148b)の操作によって設定される。スイッチ(144)の指標(144a)が指標"OFF"に合わせられている場合には、制御演算部(30)によって無呼吸発作状態が検出されても、酸素吸入器(60)は作動させられない。指標(144a)が指標"ON(APNEA)"に合わせられている場合には、制御演算部(30)によって無呼吸発作状態が検出されると、酸素吸入器(60)が作動させられる。更に、指標(144a)が指標"ON"に合わせられている場合には、制御演算部(30)による無呼吸発作状態の検出いかんにかかわらず、測定されたS_o2が表示素子(146)に表示された値以下になると、酸素吸入器(60)は作動させられる。

(150)は、第1図の患者刺激器スイッチ入力部(62)に含まれ、患者刺激器(64)の動作モー

ディジタル値として示す表示素子である。無呼吸発作の回数と累積時間とのカウント値はリセットスイッチ(140)の操作によってリセットされる。

(142)は、第1図の人工呼吸器スイッチ入力部(54)に含まれ、人工呼吸器(56)の動作モードを設定するモード設定スイッチである。スイッチ(142)の指標(142a)が指標"OFF"に合わせられている場合、制御演算部(30)によって無呼吸発作状態が検出されても、人工呼吸器(56)は作動させられない。指標(142a)が指標"ON(APNEA)"に合わせられている場合には、制御演算部(30)によって無呼吸発作状態が検出されると、人工呼吸器(56)が作動させられる。更に、指標(142a)が指標"ON"に合わせられている場合には、制御演算部(30)による無呼吸発作状態の検出いかんにかかわらず、人工呼吸器(56)は作動させられる。

(144)～(148b)は、第1図の酸素吸入器スイッチ入力部(58)に含まれるもので、

(144)は酸素吸入器(60)の動作モードを設定

ドを設定するモード設定スイッチである。スイッチ(150)の指標(150a)が指標"OFF"に合わせられている場合、制御演算部(30)によって無呼吸発作状態が検出されても、患者刺激器(64)は作動させられない。指標(150a)が指標"ON(APNEA)"に合わせられている場合には、制御演算部(30)によって無呼吸発作状態が検出されると、患者刺激器(64)が作動させられる。ここで、患者刺激器(64)は、患者の足の裏をかるくたたいて、呼吸再開のための刺激を与えるものである。

次に本実施例の動作を説明する。LED点灯回路(2)は、互いに相異なる発光波長域λ₁、λ₂をもつLED(4)(6)を、生体の脈波の周波数より十分高く、かつ互いに相異なる周波数f₁、f₂でそれぞれ交流点灯させる。受光素子(10)は、LED(4)(6)から発せられて生体(8)を通過した光を電気信号に変換する。ここで、生体(8)を通過した光とは、LED(4)(6)から発せられた光を、それぞれ逆反相(11)における生体(8)を経た

に応じて振幅変調されたものである。受光素子(10)の出力光電流は光電流電圧変換部(12)によって電圧に変換される。パンドバスフィルタ(14a)(14b)はそれぞれ中心周波数が f_1 、 f_2 であるから、それぞれLED(4)(6)から発せられて、生体(8)を通過した光に相当する信号のみを他の信号から分離する。整流換波部(16a)(16b)は、上記パンドバスフィルタ(14a)(14b)の出力をそれぞれ換波し、波長域 λ_1 、 λ_2 における生体の光学特性に応じた信号を模倣する。整流換波部(16a)(16b)の出力は、演算部(18a)(18b)およびローパスフィルタ(20a)(20b)にそれぞれ入力され、各演算部(18a)(18b)の出力には、(2)式に相当する信号が得られる。この信号は測定部の波長域 λ_1 、 λ_2 における光電容積脈波信号であり、これは心臓の拍動による被測定部の動脈血の体積変化によって生じたものである。

両波整流部(22a)(22b)は、それぞれ半波整流回路と差動増幅器で構成され、演算部(18a)(18b)の出力をそれぞれ両波整流する。脈波積

(10)の受光量が非常に少ない場合にも受光素子(10)や光電流電圧変換部(12)の特性が悪化し、精度よい脈波演算ができないからである。したがって、適正な光量であることを、制御演算部(30)は、ローパスフィルタ(20a)(20b)の出力をA/D変換することによって監視しているのである。

さらに、制御演算部(30)は、ローパスフィルタ(20a)とローパスフィルタ(20b)との出力の比をモニターしている。これは、 $S+O_2$ が低下した場合、ローパスフィルタ(20a)とローパスフィルタ(20b)の出力の比も変化するので、記憶部(MO)に格納されている正常状態時のローパスフィルタ(20a)の出力とローパスフィルタ(20b)の出力との比と、モニターしているローパスフィルタ(20a)の出力とローパスフィルタ(20b)の出力と比を比較して、所定割合以上異なるならば警告部(46)を起動するのである。したがって、何らかの原因で、脈波から求めた $S+O_2$ によって無呼吸発作状態が検出できない場合でも、ローパスフィルタ(20a)の出力とローパスフィルタ(20b)

分部(24a)(24b)では、制御演算部(30)の制御の下で一定時間、両波整流部(22a)(22b)の出力を積分し、その結果をその後所定の時間だけ保持する。この保持された脈波積分部(24a)(24b)の出力と、ローパスフィルタ(20a)(20b)の出力とは順次アナログマルチブレクサ(26)によって選択されA/D変換部(28)に入力される。アナログマルチブレクサ(26)がどの入力を選択するかは制御演算部(30)によって制御される。A/D変換部(28)は制御演算部(30)の制御の下で、選択された入力をデジタル値に変換する。

ここで、ローパスフィルタ(20a)(20b)の出力は、アナログマルチブレクサ(26)を介してA/D変換され、LED(4)(6)から発せられて生体を通過した光量が適正であるかをチェックするのに用いられる。これは、受光素子(10)の受光量が非常に大きい場合には、受光素子(10)や光電流電圧変換部(12)が飽和して、脈波演算の精度を悪化させるからである。また、受光素子

b)の出力との比によって、無呼吸発作状態を検出でき、信頼性を増している。

脈波積分部(24a)(24b)は一定の周期で積分、保持、放電を繰り返しローパスフィルタ(20a)(20b)の出力とあわせて順次A/D変換される。そして、上記、脈波積分部(24a)(24b)の出力をA/D変換して得られたそれぞれの脈波振幅値から所定の演算によって、酸素飽和度($S+O_2$)が制御演算部(30)において計算される。

脈波信号変換部(32)は演算部(18a)の出力信号を脈波表示メータ(34)の入力に渡す形に変換する。脈波表示メータ(34)は、脈波信号が正常に得られているかを確認するためのものである。脈波整形部(36)は、演算部(18a)の出力を一定の閾値によって2値化されたパルス信号に変換し、このパルス信号は制御演算部(30)に入力される。制御演算部(30)では、この入力パルスの立上り、立下りを検出し、周辺を求めて、その逆数から1分当りの脈拍数を計算する。脈拍数の算出は $S+O_2$ の1回帰に一定の時間ごとに採用さ

れる。

$S+O_2$ がある値以下になったとき、患者は無呼吸発作状態であると考えられらる何らかの処置を必要とする。本実施例では無呼吸発作状態を検出するため、 $S+O_2$ の低下率(速度)と $S+O_2$ の下限値としてあらかじめスイッチ入力部(40)によって設定される値が用いられる。制御演算部(30)は一定の周期で繰り返し測定された $S+O_2$ が、表示素子(108)に設定された低下率(速度)以上のはやさで低下した場合、あるいは測定された $S+O_2$ が表示素子(104)に設定された下限値以下になつた場合に、無呼吸発作状態が発生したと判定する。無呼吸発作状態が検出されると、第3図に示す無呼吸発作警告表示素子(116)を点灯させるとともに、スピーカ(130)から警告音を発する。警告音を発するか否かは、警告音スイッチ(126)の操作によって選択できる。

無呼吸発作状態が検出された後に、 $S+O_2$ がほぼ正常時の値に戻った場合あるいは、 $S+O_2$ の増加率(速度)が所定値以上である場合、患者は無呼

4図～第14図のフローチャートを用いて詳細に説明する。まず、第4図において、電源スイッチ(132)がONに設定されると(№1)、№2でシステムの初期化がおこなわれ、№3で無呼吸発作状態の検出と無呼吸発作状態からの回復の検出のための条件値としてあらかじめ手動操作により決められた値が設定され、これらの値は記憶部(MO)にメモリされる。本実施例においては、無呼吸発作状態を検出するための $S+O_2$ の閾値とその低下率(速度)の閾値、及び無呼吸発作状態からの回復を検出するための $S+O_2$ の閾値およびその増加率(速度)の閾値として、それぞれ手動で設定された値が用いられ、表示部(44)の表示素子(104)(108)(112)(152)にそれぞれ表示される。これらの設定値は設定用キー(106a)(106b)(110a)(110b)(114a)(114b)(115a)(115b)によって変更することができる。たとえば設定用キー(106a)を押し続けると、制御演算部(30)によって記憶部(MO)に格納されている無呼吸発作状態を検出するための

吸気作状態から回復し、呼吸を再開したと考えられる。本実施例の装置においては、無呼吸発作状態から回復したと考えられる $S+O_2$ の値として、あらかじめスイッチ入力部(40)によって設定されて、表示素子(112)に表示された値が用いられ、無呼吸発作状態から回復したと考えられる $S+O_2$ の増加率(速度)として、あらかじめスイッチ入力部(46)によって設定され表示素子(152)に表示された値が用いられる。無呼吸発作状態の検出後、制御演算部(30)は、測定された $S+O_2$ が表示素子(112)に設定された値以上に回復した場合あるいは $S+O_2$ が表示素子(152)に表示された率(速度)以上の増加率(速度)で増加した場合、無呼吸発作から回復したと判定し、警告部(46)は、無呼吸発作警告表示素子(116)を消灯するとともに、スピーカ(130)からの警告音の発生を停止する。なお、スイッチ(126)によって、無呼吸発作の警告は手動で解除することも可能である。

次に、本実施例の制御演算部(30)の動作を第

$S+O_2$ の閾値が一定時間毎に増加させられ、表示素子(104)の表示が変えられる。逆に、設定用キー(106b)を押し続けると、 $S+O_2$ の閾値が減少し、表示素子(104)の表示が変わる。他の設定キー(110a)(110b)(114a)(114b)(115a)(115b)の操作もこれと同様におこなわれる。

№4においては、モード切換スイッチ(134)のモード設定状態が入力され、測定モード(meas)側であるならば№6に、テストモード(test)側であるならば№16に分岐する(№5)。ここでは、まず測定モード(meas)における動作について説明する。測定モードではバンドパスフィルタ(14a)(14b)の入力選択スイッチ(SS)を、光電流電圧変換部(12)の出力を選択する側に切換える(№6)。そこで、制御演算部(30)は脉波積分部(24a)(24b)の放電を中止させ(№7)、各両波整流部(22a)(22b)の出力の積分を開始する(№8)。制御演算部(30)は所定の時間後、脉波積分部(22a)(22b)の積分値を読み出す。

の出力をそれぞれ保持させる。次に制御演算部(30)はアナログマルチプレクサ(26)を制御して、順次、脈波積分部(24a)(24b)、及びローパスフィルタ(20a)(20b)の出力をA/D変換部(28)において、ディジタル値に変換させる。この変換されたディジタル値は制御演算部(30)に入力され、S_aO₂の計算等に使用される。A/D変換が終了すると、制御演算部(30)によって脈波積分部(24a)(24b)の各積分コンデンサは放電される。以上の脈波信号の積分開始、積分終了、出力保持、A/D変換、及びコンデンサの放電は所定の周期で繰り返される。

A/D変換部(28)において得られたディジタル値は、次の周期の脈波積分部の積分時間中にS_aO₂の演算等に使用される。制御演算部(30)は、まずローパスフィルタ(20a)(20b)の出力のA/D変換値が所定の範囲内にあるかどうかを判定し、光量が適当であることを確認する(#9)。ここで光量が適当でないと判断された場合には、第6図の#26に分岐し動作不能警告表示素子

を求める。求められたS_aO₂は最新のものから予め定められた所定個数だけ記憶部(MO)のS_aO₂テーブルに順次記憶され(#14)、最新のS_aO₂から所定個数分の平均をとって現在のS_aO₂値とされる。

次に、#15で脈拍数が計算される。脈拍数は脈波整形部(36)の出力パルスの立上りの時間間隔から計算する。脈波整形部(36)の出力パルスの立上りおよび立下りは常時制御演算部(30)によって調べられており、立上りの時刻および立下りの時刻が順次記憶されている。脈波数が計算される場合、最新の立上りまたは立下りから所定個数パルス分前の立上りまたは立下りの時刻との差から1分当たりの脈拍数を計算する。

計算されたS_aO₂及び脈拍数は第5図の#16でS_aO₂表示素子(100)及び脈拍数表示素子(102)にそれぞれ表示される。次に記憶部(MO)の無呼吸発作フラグが調べられて(#17)、現在、無呼吸発作状態でない場合には#18にナ

(118)を点灯させるとともに、#27でスピーカ(130)から警告音を発生させる。#9で光量が適当であると判断された場合には#10にすすみ、脈波積分部(24a)(24b)の出力のA/D変換値が所定の範囲内にあるかどうかを判定し、脈波信号の大きさが適当であるか否かを判断する。脈波信号の大きさが適当でないと判断された場合には第6図の#26に分岐する。#10で脈波信号の大きさが適当である場合には#11にすすみ、ここで正常状態におけるローパスフィルタ(20a)(20b)の出力値の記憶が既におこなわれているかを正常状態記憶フラグをチェックすることによって調べる。まだ、記憶がおこなわれていない場合には、#13にすすみ。正常状態の記憶が既におこなわれている場合には、測定されたローパスフィルタ(20a)(20b)の出力の比と正常状態におけるそれとの比較をおこない、所定の割合以上変化があった場合は第6図の#26に分岐する。

#13では脈波積分部(24a)(24b)の出力のA/D変換値より、所定の演算式によってS_aO₂

チンに入る。現在、無呼吸発作状態である場合には#20にすすみ、無呼吸発作状態からの回復がなされたか否かを判定するサブルーチンに入る。

本実施例において、#18に示される無呼吸発作状態の検出は、第7図のフローチャートに基づいて次のようにおこなわれる。まず、#101で現在のS_aO₂値と表示素子(104)に表示されている無呼吸発作状態を検出するためのS_aO₂の閾値とが比較され、現在のS_aO₂がこの閾値より小であると判断された場合には#104に分岐し、無呼吸発作フラグがセットされる。#101で現在のS_aO₂がこの閾値以上であると判断された場合には、#102にすすむ。ここでは、S_aO₂記憶テーブル内に記憶されている最新のS_aO₂と所定個数分前のS_aO₂とから、S_aO₂の変化率(速度)が求められる。#103では、求められたS_aO₂の変化率(速度)と表示素子(108)に設定されている無呼吸発作状態を検出するためのS_aO₂の低下率(速度)の閾値との比較がおこなわ

には #104 に分歧して、無呼吸発作フラグがセットされる。

一方、第5図 #20 で示される、本実施例における無呼吸発作状態からの回復の検出は、第8図のフローチャートに基づいて検出される。第8図において、まず #105 で、現在の S_{aO_2} と表示素子(112)に表示されている無呼吸発作状態からの回復を検出するための S_{aO_2} の閾値とが比較され、現在の S_{aO_2} が該閾値より大である場合には #106 に分歧して無呼吸発作フラグがリセットされる。現在の S_{aO_2} が該閾値以下である場合には #107 にすすむ。#107 では、記憶部(MO)の S_{aO_2} 記憶テーブルに記憶されている最新の S_{aO_2} と、所定個数分前の S_{aO_2} とより S_{aO_2} の変化率(速度)(増加率(速度))が求められて #108 にすすむ。#108 では、求められた S_{aO_2} の変化率(速度)とあらかじめ手動設定された表示素子(152)に表示されている閾値とが比較され、 S_{aO_2} が閾値以上のはやきで増加した場合には、#106 に分歧して無呼吸発作フラグがリ

が消灯され、スピーカ(130)からの警告音が消される。さらに、#34 で無呼吸発作累計時間を計時するタイマがストップさせられ、#35 でのストップの総回数と累計時間が表示素子(136)(138)にそれぞれ表示される。

第5図の #19 で無呼吸発作状態と判定されなかった場合、もししくは #21 で無呼吸発作状態から回復したと判定されなかった場合には、#22 にすすみ、第4図の #8 で開始された脈波積分の時間が所定の終了時間に達するのを待つ。所定の終了時間に達すると、#23 にすすんで、脈波積分部(24a)(24b)の積分を終了せるとともに、その出力を保持させる。そして、#24 で脈波積分部(24a)(24b)およびローパスフィルタ(20a)(20b)の出力を順次 A/D 変換し、その後 #25 で脈波積分部(24a)(24b)の各積分コンデンサを放電させて、第4図の #4 に戻る。すなはち、脈波信号の積分開始、積分終了、出力保持、A/D 変換、コンデンサ放電は所定の周期で繰り返される。

セットされる。

第5図に戻って、#18 に示される無呼吸発作状態の検出のサブルーチン(第7図)が終了すると、#19 にすすみ、無呼吸発作フラグがセットされているか否かをチェックして無呼吸発作状態か否かが判定される。ここで、無呼吸発作状態と判定されれば、第9図の #28 にすすみ、無呼吸発作警告表示素子(116)が点灯させられ、#29 で警告音が発生させられる。さらに、#30 で、無呼吸発作の総回数を記憶しているカウンタがインクリメントされ、#31 で無呼吸発作の累計時間を計時するタイマがスタートさせられて第5図の #22 へリターンする。

一方、第5図の #20 に示される無呼吸発作状態からの回復の検出のサブルーチン(第8図)が終了すると、#21 にすすみ、無呼吸発作フラグがセットされているか否かをチェックして無呼吸発作状態か否かが判定される。そして、無呼吸発作状態から回復したと判定されれば、第10図の #32 にすすんで無呼吸発作警告表示素子(116)

前回の測定結果に基づいている。

次に、第1図の人工呼吸器制御部(48)の動作のフローチャートを第11図に示す。第11図において、人工呼吸器制御部(48)は S_{aO_2} および脈拍数の測定ごとに制御演算部(30)から無呼吸発作の判定結果および動作不能の判定結果を読み取る(#58)。更に、人工呼吸器スイッチ入力部(54)には第3図図示のモード設定スイッチ(142)があり、人工呼吸器(56)を常時動作させるモード("ON")、無呼吸発作状態検出時ののみ動作させるモード("ON(APNEA)")、および人工呼吸器(56)を動作させないモード("OFF")の三つのモードのいずれかを選択できる。#59 では、このモード設定スイッチ(142)により設定されたモードを読み取って、#60 でそのモードを判別する。判別されたモードが常時動作モード("ON")の場合は、#62 に分歧して人工呼吸器(56)の動作を開始させる。また、#64 で無呼吸発作状態が検出された後に動作不能の状態に

れる。無呼吸発作状態から回復したことが検出された場合には、人工呼吸器(56)の動作を停止させる。

特別されたモードが無呼吸発作状態検出時のみ動作させるモード("ON(APNEA)")の場合、#60から#63に分岐して、#64で無呼吸発作状態が検出されると人工呼吸器(56)の動作を開始させ、無呼吸発作状態から回復したことが検出された場合には、人工呼吸器(56)の動作を停止させる。このモードにおいては、無呼吸発作状態検出後に動作不能の状態になった場合でも、人工呼吸器(56)の動作は続けられる。特別されたモードが人工呼吸器(56)を動作させないモード("OFF")の場合には、#60から#61に分岐し、人工呼吸器(56)は動作させられない。

次に、第1図図示の酸素吸入器制御部(50)の動作のフローチャートを第12図に示す。第12図において、酸素吸入器制御部(50)は $S=O_2$ および脈拍数の測定ごとに測定された $S=O_2$ 、無呼吸発作状態の判定結果および動作不能の判定結果

をおこない、現在の $S=O_2$ が設定値より低ければ、#73にすすんで酸素吸入器(60)は動作される。さらに、#70で無呼吸発作状態が検出されると高濃度の酸素吸入を開始し、無呼吸発作状態から回復したことが検出されると通常濃度の酸素吸入をおこなう。

さらに、患者刺激器制御部(52)の動作のフローチャートを第13図に示す。患者刺激器スイッチ入力部(62)には、モード設定スイッチ(150)があり、無呼吸発生時の患者刺激器(64)を動作させるモード("ON(APNEA)")と、動作させないモード("OFF")とのいずれかを選択することができる。まず、#74で、患者刺激器制御部(52)は制御演算部(30)から無呼吸発作状態の判定結果と動作不能の判定結果とが入力されて、#75にすすむ。#75では、モード設定スイッチ(150)の設定状態が入力されて、#76で設定されたモードが特別される。#76で無呼吸発生時の動作するモード("ON(APNEA)")が選択された場合には#79に分岐し、一時

を制御演算部(30)から読み取る(#65)。酸素吸入器スイッチ入力部(58)にはモード設定スイッチ(144)があり、酸素吸入器(60)を動作させないモード("OFF")、無呼吸発作状態検出時のみ動作させるモード("ON(APNEA)")、およびある条件下で常時動作させるモード("ON")の三つのモードのいずれかを選択できる。そして、#66でこのスイッチ(144)の設定状態が読み取られ、#67でそのモードが特別される。無呼吸発作状態検出時のみ動作させるモード("ON(APNEA)")の場合、#67から#69に分岐し、#70で無呼吸発作状態検出時には酸素吸入器(60)の動作を開始させ、無呼吸発作状態からの回復検出時には酸素吸入器(60)の動作を停止させる。動作させないモード("OFF")の場合、#67から#68に分岐し、酸素吸入器(60)は動作させられない。ある条件下で常時動作させるモード("ON")では#67から#71に分岐し、スイッチ(148a)と(148b)で設定され表示素子(146)に表示された値と、現在の $S=O_2$ との比較

算制御部(30)から動作不能の判定結果が入力されれば#74に戻り、動作不能の判定結果が入力されなければ#79にすすむ。#79では、制御演算部(30)から入力された無呼吸発作の判定結果によって、患者刺激器(64)の動作もしくは停止をおこなう。すなわち、無呼吸発作状態と判定されれば#80にすすんで患者刺激器(64)を動作させ、無呼吸発作状態と判定されなければ#77にすすんで患者刺激器(64)の動作を停止させる。

次に第2図図示の電源部(66)の動作のフローチャートを第14図に示す。第14図において、まず、電源スイッチ(132)がONにされると、#81で、停電監視部(72)によって、使用される電源が商用の交流電源(76)であるか(A.C.)、内蔵バッテリ(68)であるか(D.C.)が特別される。そして、交流電源(76)の場合には#82に、内蔵バッテリ(68)の場合(D.C.)には#86に分岐する。#81で交流電源(A.C.)と特別された場合は、一度時

交流電源(7 6)の電圧が監視されている。そして、電源電圧が所定の電圧以下になった場合は# 8 2から# 8 5に分岐し、電源は交流電源(7 6)から内蔵バッテリ(6 8)に切換えられる。また、交流電源(7 6)が用いられている時には、常時、# 8 3において内蔵バッテリ(6 8)の出力電圧がバッテリ電圧検出部(7 4)によって検出され、この電圧が所定電圧より低ければ# 8 4にすんでバッテリ充電部(7 0)において充電をおこなう。

8 1で内蔵バッテリ(6 8)が電源として用いられている場合(D C)には、常時、# 8 6において停電監視部(7 2)によって交流電源(7 6)の電圧が監視されており、交流電源(7 6)が回復した場合には# 8 9に分岐し、電源は内蔵バッテリ(6 8)から交流電源(7 6)に切換えられる。また、# 8 7でバッテリ電圧検出部(7 4)によって内蔵バッテリ(6 8)の出力電圧が動作可能な最低電圧より低下したことが検出されると、# 8 8で内蔵バッテリ電圧低下警告表示素子(1 2 2)が点灯させられて、警告が行なわれる。

部(E)及び受信部(R)を介して装置本体から離れた場所でも行なうことができる。

以上詳述したように、本実施例によれば、測定されたS_aO₂が、予め手動操作によって設定され、表示素子(1 0 4)に表示された閾値よりも低下した場合、もしくは、S_aO₂の低下率(速度)が予め手動操作によって設定され表示素子(1 0 8)に表示された閾値よりも低下した場合に、警告表示素子(1 1 6)を点灯させるとともにスピーカ(1 3 0)から警告音を発生せしめて警告を行ない、かつ送信部(E)および受信部(R)を介して装置から離れた位置においても警告表示素子(8 4)および警告音ブザー(9 2)によって警告を行なうことができるので、無呼吸発作状態を素早く検出して警告を行なうことができる。更に、本実施例によれば、無呼吸発作状態が検出されると、人工呼吸器(5 6)や酸素吸入器(6 0)を作動せしめて人工呼吸もしくは酸素吸入を行なったり、また、患者制激器(6 4)によって患者の足の裏を刺激して呼吸再開を促したりすることができる。無呼吸

次にテストモード(test)の動作について説明する。第4図に戻って、# 4において、モード切換スイッチ(1 3 4)の設定状態が入力され、テストモード側(test)であるならば# 1 6に分岐し、バンドバスフィルタ(1 4 a)(1 4 b)の入力選択スイッチ(S S)は、基準信号発生部(B S)の出力を選択する。基準信号発生部(B S)は、脈拍数毎分6 0拍でS_aO₂が9 5%に相当する信号と、同脈拍数でS_aO₂が6 0%に相当する信号とを所定の周期で繰り返し発生している。そこで、操作者は脈拍数表示が6 0を示し、S_aO₂表示が9 0%と6 0%とを交互に示し、かつ無呼吸発作状態の検出による警告が交互に作動および解除されることを確認することによって、本実施例の装置が正常に動作していることを確認することができる。

そして、本実施例によれば、測定されたS_aO₂値、脈拍数に加えて、無呼吸発作状態が検出された場合の警告や、装置の動作不能時の警告、停電時の警告、及び内蔵バッテリ(6 8)の電圧低下時の警告はすべて、無線ないしは有線によって送信

発作状態に対する素早い応急処置が可能であり、非常に信頼性が高い。

尚、本実施例においては、無呼吸発作状態の判定のための条件(閾値)はすべて手動で設定されるように構成されていたが、これを装置内部の演算によって自動的に設定されるように構成しても良い。このように構成した第2の実施例の構成およびその動作を第15図～第18図に示すが、第1の実施例と同様に作用するものについては同符号を付し、それらについての説明は省略する。

第15図は第2の実施例の表示部(4 4)、警告部(4 6)およびスイッチ入力部(4 0)の構成を示すもので、第1の実施例の第3図に対応している。第15図において、(1 5 6)は正常時のS_aO₂の値を表示する表示素子であり、この正常時の値は制御演算部(3 0)内において、演算によって設定され記憶部(M O)に記憶される。そして、本実施例においては、第3図に示す第1の実施例とは異なり、無呼吸発作状態の検出は、測定されたS_aO₂が、表示素子(1 5 6)に表示された値

の $S \cdot O_2$ から表示素子(158)に示された $S \cdot O_2$ の低下量を減じたもの以下にまで低下したこと検知することによってなされる。ここで、表示素子(158)に示される $S \cdot O_2$ の低下量は設定用アップキー(160a)もしくは設定用ダウニー(160b)の手動操作によって手動で設定することができる。又、本実施例においても、測定された $S \cdot O_2$ の低下率(速度)が表示素子(108)に表示される設定値よりも大きくなつた場合には、無呼吸発作状態として検出されることは第1の実施例とかわりがない。

本実施例の全体構成は、第1図および第2図に示される第1の実施例とはほぼ同じであり、その動作も第4図～第14図のフローチャートとはほぼ同じであるので、互いに異なる部分についてのみ第16図～第18図に図示し、それらについてのみ説明する。

まず、第16図は第1の実施例の第5図に相当するもので、第5図においては#19もしくは#21から#22にすすんでいたが、本実施例にお

た出力は第4図の#9の光量の判定および $S \cdot O_2$ に代わつての無呼吸発作状態の検出に用いられる。

そして、#134からは#22にすすむ。ここで、抽出された $S \cdot O_2$ のばらつきが大きすぎて#131で安定していないと判定された場合、及び#133で演算された $S \cdot O_2$ の平均値が所定値以下であると判定された場合には、#134で $S \cdot O_2$ およびローパスフィルタ(20a)(20b)の出力の正常時の値をリセットすることなく#22にすすむ。

次に、第16図で#18で示されるサブルーチンについて第17図に詳細に示す。第17図において、まず、#111で $S \cdot O_2$ の平均値から求められた正常時の $S \cdot O_2$ に対する測定された $S \cdot O_2$ の低下量を計算し、#112でこの低下量が第15図の表示素子(158)に設定された所定量以上であるか否かを判定する。そして、もし所定量以上であれば#115にすすんで、無呼吸発作フラグをセットしてリターンする。#112で所定量以下と判定されれば、#113にすすみ、第1の

いては、この間に#131～#134のステップが挿入されている。そして、これらのステップは、表示素子(156)に表示される正常時の $S \cdot O_2$ を求めるためのものである。#131においては、記憶部(MO)の $S \cdot O_2$ テーブルに記憶されている多数の測定された $S \cdot O_2$ のうち、最新のものから所定個数(例えば5個)を抽出し、これらの抽出された $S \cdot O_2$ がすべて予め定められたばらつき範囲内に入っているか否かをチェックして、 $S \cdot O_2$ が安定しているか否かを判断する。そして、安定していると判断されれば#132にすすんで、抽出された所定個数の $S \cdot O_2$ の平均値を求める。そして、#133では、この演算された $S \cdot O_2$ の平均値が予め定められた所定値以上か否かを判定し、所定値以上のときには#134にすすむ。#134では、演算された $S \cdot O_2$ の平均値を正常時の $S \cdot O_2$ として記憶部(MO)にメモリするとともに表示素子(156)に表示し、さらに、同様にして求められたローパスフィルタ(20a)(20b)の出力をも記憶部(MO)にメモリし、このメモリされ

実施例と同様にして $S \cdot O_2$ の低下率(速度)を求め、#114でこの低下率(速度)が表示素子(108)に表示された設定値よりも大きいか否かを判定する。もし演算された低下率(速度)が設定値よりも大きければ#115にすすんで無呼吸発作フラグをセットしてリターンし、設定値よりも大きくなければそのままリターンする。

最後に、本実施例において#20で示される無呼吸発作状態からの回復の判定のサブルーチンについて第18図に詳細に示す。第18図において、まず#116では測定された $S \cdot O_2$ が表示素子(156)に示される正常時の値以上に戻ったか否かを判定し、戻っていれば#117にすすんで無呼吸発作フラグをリセットする。更に、#116で測定された $S \cdot O_2$ が正常値まで戻っていないければ、#118にすすんで $S \cdot O_2$ の増加率(速度)を演算し、この演算値があらかじめ定められて記憶部(MO)に記憶されている変化率(速度)以上であれば、#119から#117にすすみ、無呼吸発作フラグがリセ

尚、本実施例において、第15図の(162)はリセットボタンで、これを押すことによって表示素子(156)の表示値をクリアし、正常値を改めて設定することができる。

以上のように、第2の実施例によれば、正常時の $S \cdot O_2$ は自動的に設定され、それに基づいた無呼吸発作状態の検出がなされるので、操作はより容易であり、家庭での使用に適する。また、第15図の表示素子(108)および(158)に設定される値をも手め装置の製造時に設定されるように構成してもよい。このとき、操作は更に容易となり家庭での使用に更に適する。

発明の効果

以上詳述したように、本発明に係る無呼吸発作検出装置は、血液中の酸素飽和度を測定する測定手段と、正常時の酸素飽和度を記憶する記憶手段と、記憶された酸素飽和度に対し測定された酸素飽和度が所定量以上低下すると検出信号を出力する低下量検出手段と、該検出信号に応じて無呼吸発作状態を検出する無呼吸発作状態検出手段とを

有することを特徴とするものであり、このように構成することによって、呼吸運動だけ行なわれてガス交換が行なわれていない場合でも無呼吸発作状態として検出でき、従来の装置に比べてより確実に無呼吸発作状態を検出することができるので、信頼性はより向上させられる。更に、酸素飽和度の算出は短時間に行なうものであるから、無呼吸発作が生じると直ちにそれを検出することができ、レスポンスタイムも速い。

4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明の第1の実施例を示すブロック図、第2図はその電源部の構成を示すブロック図、第3図はその表示部・警告部およびスイッチ入力部の構成を示す概略図、第4図から第14図まではその動作を示すフローチャート、第15図は本発明の第2の実施例の表示部・警告部およびスイッチ入力部の構成を示す概略図、第16図から第18図まではその第1の実施例と異なる動作をしめるフローチャートである。

(2)～(30)：測定手段、

(M0)：記憶手段、

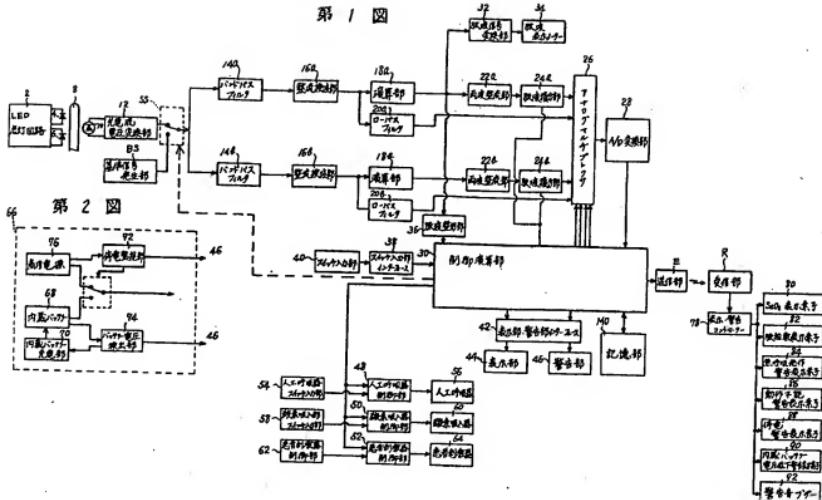
(30)：低下量検出手段、

(30)：無呼吸発作状態検出手段。

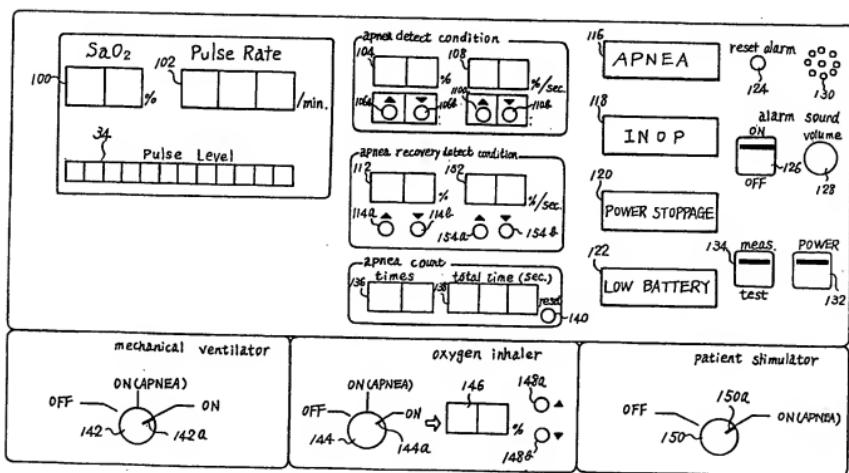
以 上

出願人 ミノルタカメラ株式会社

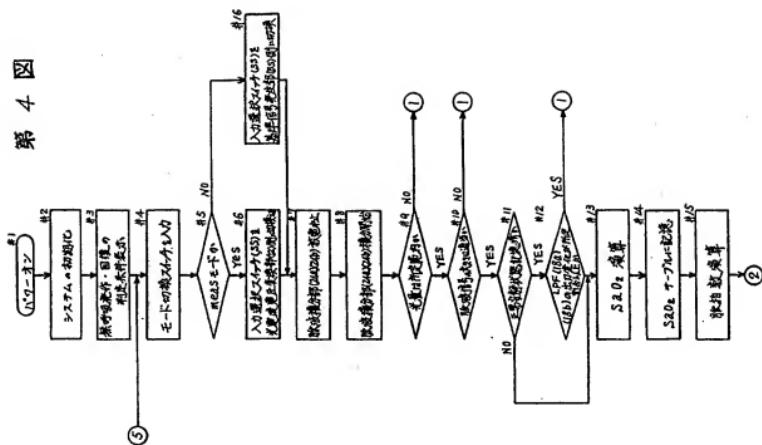
第一圖



第 3 図

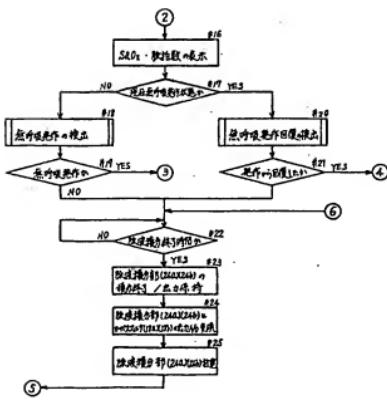


四四

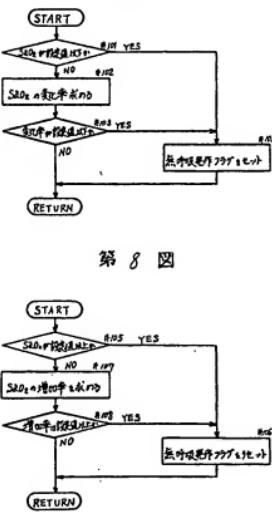


第 7 図

第 5 図



第 8 四



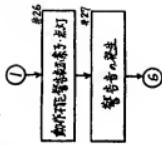


圖 6 第

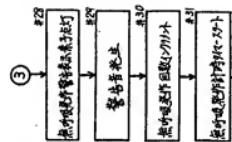
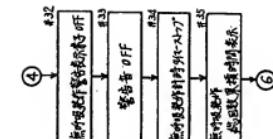


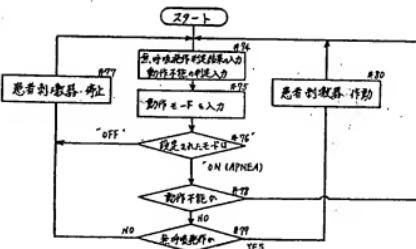
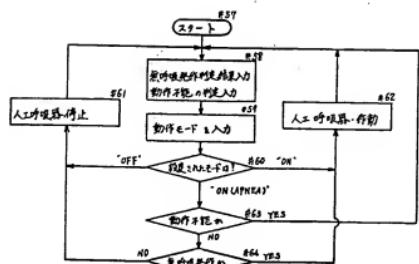
圖 9 節



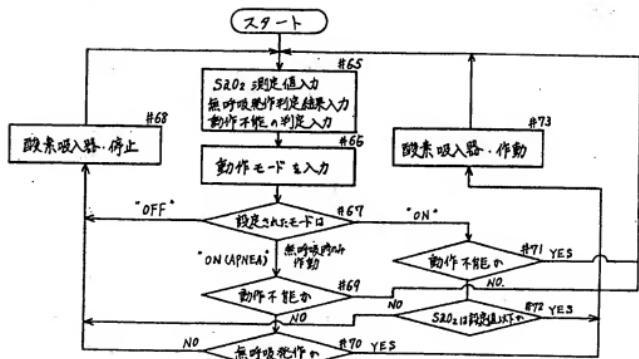
四〇九



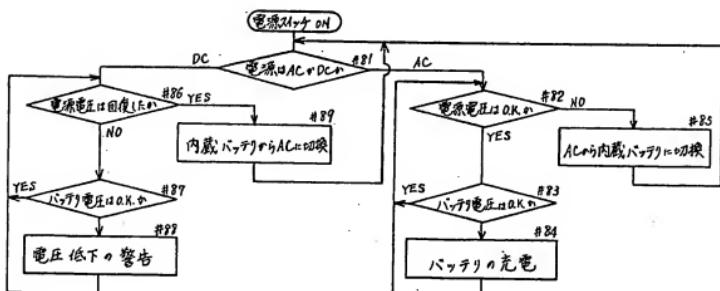
第 13 図



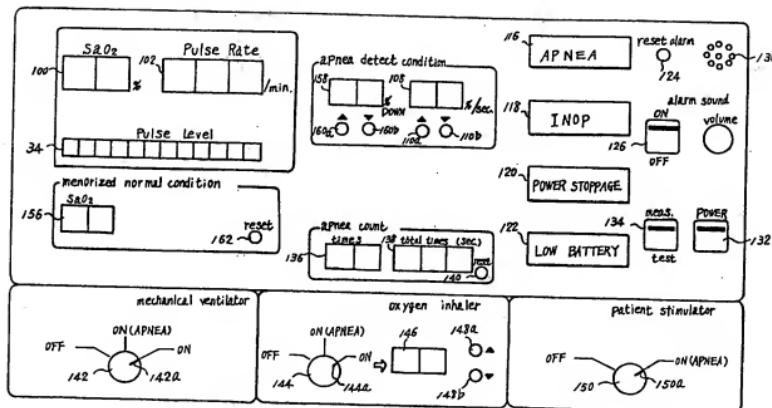
第12図



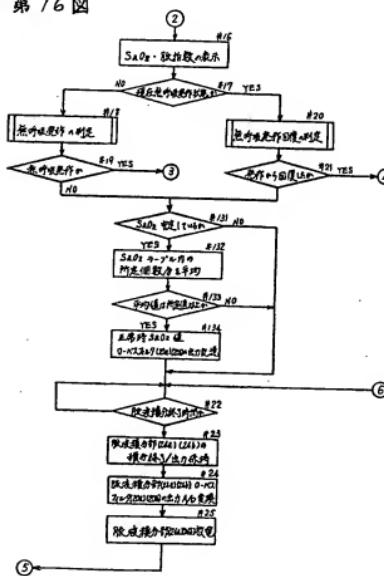
第14図



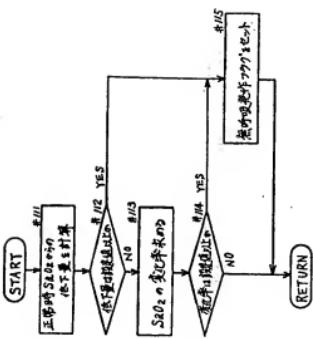
第 15 回



第 16 図



第17圖



四
一八

